国产高剂量率近距离治疗 Ir-192 源剂量学参数模拟研究

韩金鹏[1,2]　安兴涛[1]　王继[2]　杨智君[2]　王培玮[2]　吴金杰[2]　王坤[2]

1（河北科技大学　河北 050018）

2（中国计量科学研究院　北京 100029）

摘要　本研究针对国产高剂量率近距离治疗 Ir-192 放射源，参考美国医学物理师协会（AAPM）在 TG43-U1 中推荐的剂量学参数，采用蒙特卡罗模拟软件建立了精细结构模型，并进行了模拟计算。模拟计算涵盖了剂量率常数Λ、单位活度空气比释动能强度S_K/A、径向剂量函数$g_L(r)$以及各向异性函数$F(r,\theta)$。结果显示，剂量率常数计算值为 1.105 cGy·h^{-1}·U^{-1}，与文献报道的差异在 1.2%以内；单位活度空气比释动能率为 9.788×10^{-8} UBq^{-1}，与文献报道结果的差异为 0.23%。研究还获得了放射源中垂线 0.5 至 20 厘米范围内的径向剂量函数，并拟合得到了经验公式。整体而言，基于蒙特卡罗软件建立的国产 Ir-192 放射源模型在剂量学参数上与文献数据具有较好一致性，为国产 Ir-192 源的临床实践应用提供了指导。

关键词　Ir-192 放射源；蒙特卡罗模拟；剂量学参数；近距离治疗

中图分类号　TL99（建议原子能技术类的中图分类号）

Simulation Study on the Dosimetric Parameters of Domestically Produced High-Dose-Rate Brachytherapy Ir-192 Source

Han Jinpeng[1,2]　An Xingtao[1]　Wang Ji[2]　Yang Zhijun[2]　Wang Peiwei[2]　Wu Jinjie[2]　Wang Kun[2]

1(*Hebei University of Science and Technology, Hebei 050018, China*)

2(*National institute of metrology, Beijing 100029, China*)

Abstract　**[Background]**: The Ir-192 high-dose-rate brachytherapy radiation source possesses the characteristic of high central dose rate with a rapid dose fall-off at the edges. This feature is highly advantageous in clinical applications, as it ensures that the tumor area receives sufficient radiation dose while significantly reducing the risk of damage to surrounding normal tissues and organs, thereby effectively protecting these healthy tissues. **[Purpose]**: To establish a detailed structural model of a domestically produced high-dose-rate Ir-192 brachytherapy source using Monte Carlo simulation software, based on the dosimetric parameters recommended by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) in TG43-U1, and to perform simulation calculations. **[Methods]**: Using the Monte Carlo software, a detailed structural model of the domestically produced high-dose-rate Ir-192 brachytherapy source was established. The simulated dosimetric parameters included the dose rate constant Λ, air kerma rate per unit activity S_K/A, radial dose function $g_L(r)$, and anisotropy function $F(r,\theta)$. **[Results]**: The simulated dose rate constant was 1.105 cGy·h^{-1}·U^{-1}, with a difference of less than 1.2% from the literature values. Air kerma rate per unit activity was 9.788 × 10^{-8} U·Bq^{-1}, with a difference of 0.23% from the literature values. The radial dose function was obtained for distances from 0.5 to 20 cm from the source axis, and an

基金名称项目(批准文号) 资助
第一作者：XXX，男女，19XX 年出生，20XX 年于 XX 大学获博士学位，研究领域
通讯作者：XXX，E-mail:
收稿日期：20XX-00-00，修回日期：20XX-00-00

empirical formula was fitted. **[Conclusions]**: The domestically produced Ir-192 source model established using the Monte Carlo software shows good consistency with the literature-reported dosimetric parameters, indicating that this model can be used for clinical practice applications of domestically produced Ir-192 sources and has certain guiding significance.

Key words Ir-192 source, Monte Carlo simulation, Dose Parameters, Brachytherapy;

Ir-192 近距治疗源是一种高剂量率 γ 射线放射源，其具有中心剂量率高且边缘剂量迅速下降的特性。在临床治疗过程中，这种剂量分布特性使得 Ir-192 放射源能够有效地保护肿瘤周围的正常组织和器官。通过精确控制放射源的位置和照射时间，能够实现对肿瘤区域的高效照射，同时将对周围健康组织的损伤降至最低。Ir-192 放射源因此被广泛应用于宫颈癌和前列腺癌等疾病的治疗[1][2]。在近距治疗过程中，剂量的精准计算和准确分布直接影响患者的治疗效果。为了确保治疗的有效性和安全性，必须对 Ir-192 放射源的剂量学特性进行详细的定量评估。美国医学物理学家协会（AAPM）在其发布的 TG-43[3]和 TG-43U1[4]报告中明确建议，在临床实施前，应至少进行一套完整的实验测量和一套完整的蒙特卡罗模拟，以获得放射源的剂量学参数。这些参数对于治疗计划的制定和实施至关重要。尽管国际上对 Ir-192 放射源的剂量学参数已有大量研究，但国内针对原子高科股份有限公司生产的 HDR Ir-192 近距治疗源的剂量学参数的模拟研究仍较为稀少，仅有吴晓维等人研究过[5]。为了使研究数据更加丰富，本文采用蒙特卡罗模拟方法，对该放射源的剂量学参数进行了系统研究。通过使用蒙特卡罗模拟软件，建立了放射源的精细几何模型，分别计算光子在空气中的空气比释动能强度和水介质中的吸收剂量。随后，将模拟结果与现有文献数据[10-16]进行对比，以验证本研究的准确性和可靠性。这一工作为进一步提高近距离放射治疗的剂量计算精度提供了重要的理论依据和数据支持。

1 材料与方法

1. 原子高科 HDR Ir-192 源结构

图 1 展示了由原子高科股份有限公司生产的 HDR Ir-192 放射源的示意图。根据制造商提供的数据，该放射源由一个直径为 0.6 毫米、长度为 3.5 毫米的圆柱体组成，采用纯铱金属制成，其密度为 22.56 g/cm^3 。Ir-192 是一种半衰期约 73.8 天的放射性同位素，平均每次衰变会释放出一个电子和 2.36 个光子，其放射性物质在圆柱体内均匀分布。该放射源被封装在一个长 6.5 毫米的 06Cr19Ni10（304 不锈钢）圆柱体中，圆柱的内径为 0.8 毫米，外径为 1.1 毫米。放射源一端连接一根长度为 170 厘米的 06Cr19Ni10（304 不锈钢）源辫，此处

只展示了 6cm；另一端为半径 0.55 毫米的半圆球状结构，在放射源与封装包壳之间的空间中充满空气。封装的 06Cr19Ni10（304 不锈钢）具有优良的机械强度和耐腐蚀性，能够有效地保护内部的放射性物质，并确保其在使用过程中不发生泄漏。表 1 详细列出了在计算模型中使用的各种材料的组成和密度[6][7]，为后续的蒙特卡罗模拟计算提供了基础数据。这些参数对于准确模拟放射源的剂量分布至关重要，确保了计算结果的可靠性和有效性。

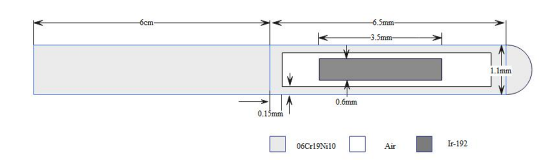


图 1　原子高科 HDR Ir-192 源结构示意图

Fig.1　Schematic diagram of Atomic Hi-Tech Co., Ltd. HDR Ir-192 source structure

表 1　物质的材料组成及百分比

Table 1　Composition and Percentage of Materials

材料 Material	密度 Density / $g·cm^{-3}$	元素及成分 Elements and ingredients
铱 Iridium	22.56	Ir(1)
06Cr19Ni10	7.93	C(0.08)、P(0.045)、Si(1.0)、S(0.03)、Cr(19)、Mn(2.0)、Fe(68.345)、Ni(9.5)
空气（干燥） Air (dry)	1.205×10^{-3}	H(0.0124)、N(23.1781)、O(75.5267)、Ar(1.2827)
液态水 Water	0.998207	H(11.1894)、O(88.8106)

2.　剂量学参数计算公式

美国医学物理师协会（American Association of Physicists in Medicine,AAPM）建议，在将每种新近距离放射治疗源用于治疗计划之前，必须依据 TG43-U1 报告计算其剂量学参数[4]。根据 AAPM 的 TG-43U1 报告，这些剂量学参数包括：剂量率常数Λ，单位活度空气比释动能强度S_K/A，径向剂量函数$g_L(r)$，各向异性函数$F(r,\theta)$。遵循 TG43 报告建议的剂量计算规范，在介质中某点(r,θ)的吸收剂量率$\dot{D}(r,\theta)$在极坐标下表式为：

$$\dot{D}(r,\theta)=S_K\cdot\Lambda\cdot\frac{G_L(r,\theta)}{G_L(r_0,\theta_0)}\cdot g_L(r)\cdot F(r,\theta)\quad(1)$$

其中，r 是距活性源中心的径向距离，θ 是相对于源的纵轴的极角，$G_L(r,\theta)$是几何因子，S_K 是放射源的空气比释动能强度，单位为 U 或者 $cGy·cm^2·h^{-1}$，其计算公式为：

$$S_K = \dot{K}_\delta(d)\cdot d^2 \qquad (2)$$

式中，$\dot{K}_\delta(d)$为在真空下自由空间中，放射源横轴上 d cm 处的空气比释动能率，单位为 $cGy\cdot h^{-1}$；d 为探测点到放射源横轴中心的距离，为 100cm。

当 $\dot{D}(r,\theta)$ 和 S_K 已知时，可以通过公式计算Λ，$g_L(r)$，$F(r,\theta)$。剂量率常数Λ 是指在参考点位置(r_0,θ_0)处的水吸收剂量率与空气比释动能强度的比值，其计算公式如下：

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0,\theta_0)}{S_K} \qquad (3)$$

式中，$\dot{D}(r_0,\theta_0)$是r_0=1cm，θ_0=90°位置处的吸收剂量率，Λ 的单位为 $cGy\cdot h^{-1}\cdot U^{-1}$；

为径向剂量函数，为各向异性函数，其计算公式如下：

$$g_L(r) = \frac{\dot{D}(r,\theta_0)}{\dot{D}(r_0,\theta_0)}\cdot\frac{G_L(r_0,\theta_0)}{G_L(r,\theta_0)} \qquad (4)$$

$$F(r,\theta) = \frac{\dot{D}(r,\theta)}{\dot{D}(r,\theta_0)}\cdot\frac{G_L(r,\theta_0)}{G_L(r,\theta)} \qquad (5)$$

式中，$G_L(r,\theta)$为线源几何因子，其数值取决于放射源的几何尺寸，表示源自身对其周围剂量率的影响。该几何因子的计算公式为：

$$\begin{cases} G_L(r,\theta) = \frac{\beta}{L\cdot r\cdot sin\theta} & \theta \neq 0 \\ G_L(r,\theta) = (r^2 - L^2/4)^{-1} = 0 & \theta = 0 \end{cases} \qquad (6)$$

式中，L 为放射源有效活性长度；β 为任意一点对放射源两端夹角。

3. 蒙特卡罗模拟

本研究采用蒙特卡罗模拟软件，为了更方便、准确描述放射源的几何结构和模拟计算，在极坐标系下，建立了用于计算 Ir-192 放射源剂量学参数的模型，如图 2 所示。光子截面数据库选用 McpLib04，以确保模拟的准确性。通过源卡对放射源进行设定，其部分程序代码为：SDEF POS=-0.195 0 0 ERG=D1 PAR=2 AXS=1 0 0 RAD=D2 EXT=D3。最后计算了穿过放射源包壳的空气比释动能强度以及水介质中的吸收剂量。

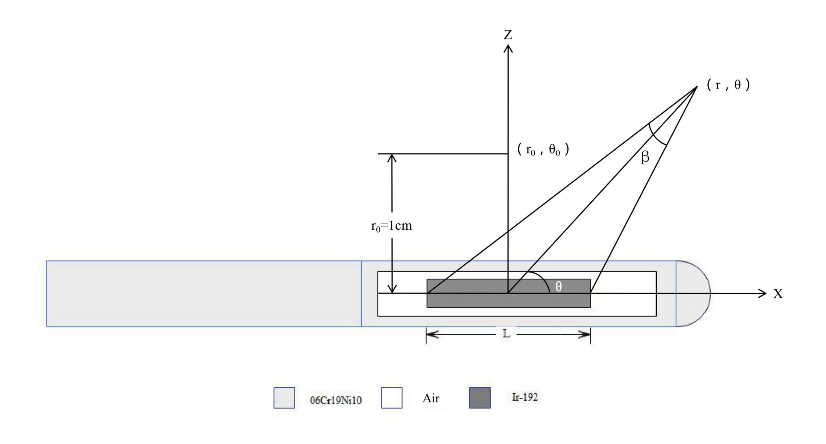


图 2 剂量参数的参考坐标系

Fig.2 Reference coordinate system for dose parameters

水吸收剂量的计算：将放射源模型放置于一个的长 50 cm、半径 25 cm 的圆柱形水模体中心处，并假设水组织内带电粒子处于平衡状态。使用点探测器的 F4 计数卡和 NIST 官网 XCOM 数据库中的水的质量能量吸收系数，或者使用探测器的 F6 能量沉积卡，记录不同位置的水的吸收剂量。在计算径向剂量函数$g_L(r)$时，为尽可能减少体元大小对结果的影响，我们采用在不同距离位置划分不同的体元的策略：在距离中心 r ≤ 5cm 时，采用半径为 0.035cm 的球形体元；在 5 cm < r ≤ 9 cm 范围内，采用半径为 0.055cm 的球形体元；在 9 cm < r ≤ 15 cm 范围内，采用半径为 0.06cm 的球形体元；在 15 cm < r ≤ 20 cm 范围内，采用半径为 0.075cm 的球形体元[12]。为了减少体元大小对各向异性函数$F(r,\theta)$模拟过程中角度的影响，本研究在不同径向距离 r 和 0°—180° 角度范围内，采用 F5 卡（点探测器）进行模拟。模拟过程中设置光子和电子的输运模式（mode: p, e），考虑初级光子和次级电子的贡献。粒子数设定为 1×10^8 ，光子和电子的截止能量分别设定为 10 keV 和 2 MeV[13]。

2 结果

2.1 剂量率常数和单位活度空气比释动能强度：利用蒙特卡罗软件分别计算了，在真空环境下距源径向距离为 100cm 处的空气比释动能强度，以及在水的环境下距源径向 1cm 处的吸收剂量率，经过公式计算及单位转化，本研究得出剂量率常数为 1.105cGy·h^{-1}·U^{-1}，与文献[14]中的 1.113cGy·h^{-1}·U^{-1} 偏差在 0.72%；与文献[10,15]中的 1.115 cGy·h^{-1}·U^{-1} 和 1.117 cGy·h^{-1}·U^{-1} 偏差在 0.90%和 1.09%；本研究得出单位活度空气比释动能强度为 9.788×10^{-8} U·Bq^{-1} 和文献[10,15]中的 9.781×10^{-8} U·Bq^{-1} 和 9.790×10^{-8} U·Bq^{-1} 偏差在 0.069%和 0.023%。

2.2 径向剂量函数：基于第二节建立的模拟环境，计算得到了放射源在不同径向位置的数据。为了提高模拟结果的准确性和精细度，我们在径向方向上增加了探测器的数量。将模拟所得数据代入公式（4），计算得出随着放射源径向距离增加而剂量率降低的径向剂量函数。随后，将本研究所得的径向剂量函数与相关文献[13,16]中的研究数据进行了对比，整理结果如图 3 所示。

在径向距离 20cm 以内，将本研究结果与相关文献[13]相比，相对误差范围为 0.26%～3.76%；与文献[16]相比，相对误差范围为 0.27%～3.79%，显示出较好的一致性。在径向距离 $r = 0.05$cm 至 5 cm 范围内，径向剂量函数呈上升趋势，与文献[13]的报道基本一致：在径向距离 3 cm 以内，径向剂量函数出现小幅波动，表现为先下降升后上升的趋势。当径向距离 $r < 6$ cm 时，所有研究结果显示铱源的径向剂量函数近似保持不变；而当径向半径超过 6 cm 时，径向剂量函数逐渐下降。当径向半径超过 15 cm 后，本研究的径向剂量函数与文献[13,16]的结果差异逐渐增大。

本研究利用模拟获得的数据，通过 Origin 绘图工具对径向剂量函数关于距离 r 进行五阶多项式拟合[17]，得出了以下经验公式：$g_L(r) = (a_0 + a_1 \times r + a_2 \times r^2 + a_3 \times r^3 + a_4 \times r^4 + a_5 \times r^5)$，在径向距离 $r < 20$cm 的范围内，拟合系数分别为 0.98206、0.00877、－5.31377×10^{-4}、－1.72573×10^{-4}、1.14432×10^{-5} 和－2.37093×10^{-7}。拟合图形如图 4 所示。

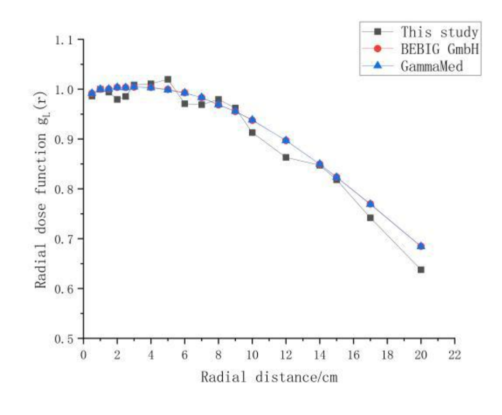


图 3 径向剂量函数对比图

Fig.3 Radial dose function comparison Figure

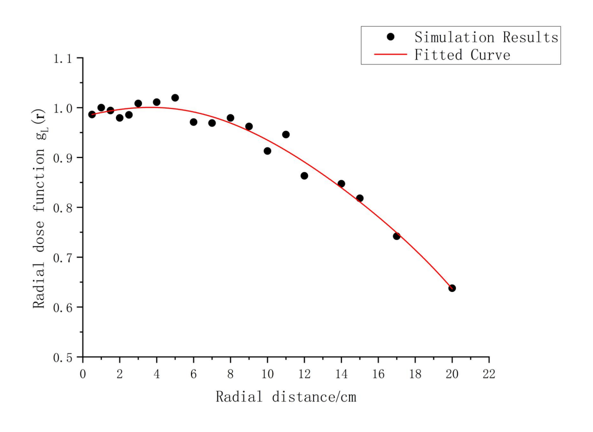


图 4　径向剂量函数拟合曲线

Fig.4　Fitting curve of radial dose function for HDR 192-Ir source

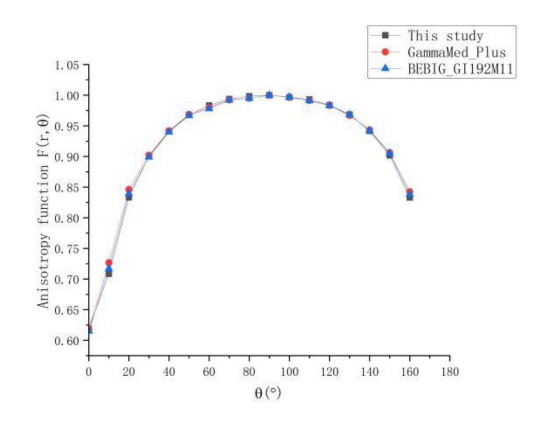
3.各向异性函数：在本研究中，根据探测器距放射源不同距离（0.5cm、1cm、2cm、3cm、4cm、5cm、6cm、7cm、8cm、9cm、10cm、15cm、20cm）、不同角度（0°~180°）得到模拟数据，带入到公式（5）中，得到二维各向异性函数，并将其整理于表 2 中，将表 2 中 1cm、3cm、5cm、7cm 不同径向距离下得到的各向异性函与文献[13,16]对比，绘制成如图 5 所示图像。在将本研究与文献[13,16]中的各向异性函数对比，通过对比分析可以发现，当 r=10cm，θ =180° 时，各向异性函数函数偏差明显偏大，这是由于模拟过程中所建立放射源模型的源辫结构不同所导致的，在 180° 以内，本研究成果与文献[13,16]对比，最大相对误差为 3.35%，所得到的模拟结果具有较好的一致性。

表 2　HDR 192-Ir 各向异性函数表

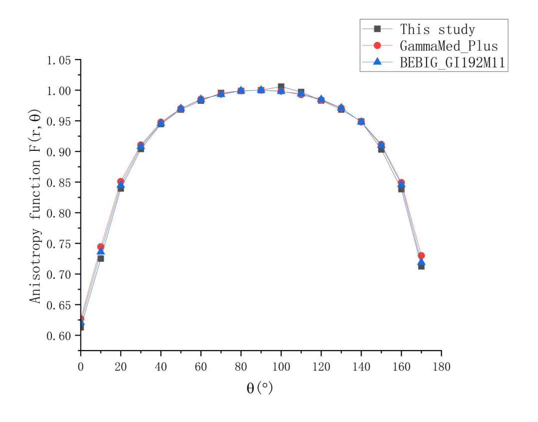
Table 2　Table of anisotropy function values for HDR 192-Ir source

θ	0.5cm	1cm	2cm	3cm	4cm	5cm	6cm	7cm	8cm	9cm	10cm	15cm	20cm
0°	0.6533	0.6190	0.6131	0.6364	0.6559	0.6808	0.7017	0.7211	0.7311	0.7519	0.7604	0.8018	0.8295
10°	0.7194	0.7085	0.7251	0.7427	0.7572	0.7734	0.7877	0.8018	0.8066	0.8180	0.8221	0.8588	0.8798
20°	0.8440	0.8332	0.8395	0.8454	0.8544	0.8659	0.8740	0.8761	0.8807	0.8853	0.8875	0.9053	0.9221
30°	0.9084	0.9004	0.9040	0.9088	0.9093	0.9138	0.9233	0.9250	0.9251	0.9323	0.9319	0.9442	0.9594
40°	0.9462	0.9414	0.9447	0.9446	0.9449	0.9481	0.9521	0.9569	0.9499	0.9530	0.9572	0.9636	0.9857
50°	0.9689	0.9678	0.9684	0.9688	0.9712	0.9702	0.9778	0.9758	0.9711	0.9817	0.9802	0.9767	1.0081
60°	0.9832	0.9833	0.9829	0.9849	0.9822	0.9858	0.9883	0.9876	0.9849	0.9856	0.9894	0.9828	0.9997
70°	0.9923	0.9938	0.9954	0.9942	0.9911	0.9938	0.9989	1.0031	0.9953	0.9941	1.0040	0.9907	1.0115
80°	0.9982	0.9984	0.9988	1.0008	0.9982	1.0004	1.0024	1.0015	1.0028	1.0004	1.0006	1.0337	0.9941
90°	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
100°	0.9989	0.9968	1.0059	0.9980	0.9975	0.9979	0.9991	1.0006	0.9964	1.0105	0.9991	0.9917	1.0056
110°	0.9922	0.9932	0.9970	0.9938	0.9886	0.9978	0.9966	0.9991	1.0125	0.9962	0.9960	0.9946	0.9934
120°	0.9839	0.9839	0.9832	0.9858	0.9809	0.9877	0.9893	0.9953	0.9843	0.9942	0.9842	0.9839	0.9921
130°	0.9689	0.9684	0.9684	0.9697	0.9666	0.9705	0.9742	0.9802	0.9766	0.9813	0.9719	0.9743	0.9922

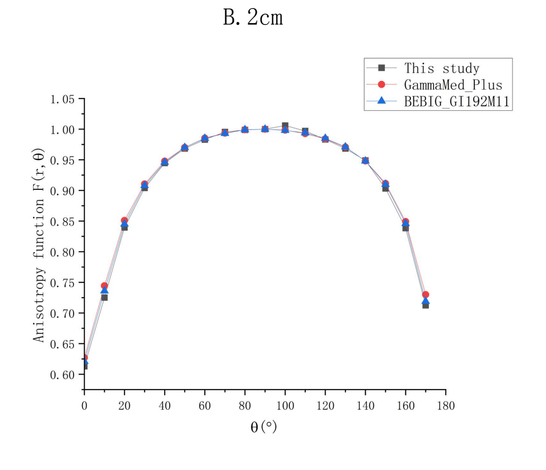
140°	0.9458	0.9417	0.9489	0.9462	0.9487	0.9480	0.9537	0.9539	0.9547	0.9598	0.9563	0.9573	0.9806
150°		0.9018	0.9032	0.9071	0.9079	0.9172	0.9188	0.9250	0.9225	0.9277	0.9334	0.9356	0.9575
160°		0.8330	0.8384	0.8484	0.8527	0.8605	0.8707	0.8838	0.8787	0.8863	0.8870	0.9085	0.9190
170°			0.7125	0.7318	0.7443	0.7596	0.7777	0.7872	0.7973	0.8084	0.8151	0.8460	0.8614
180°									0.4947	0.5243	0.5541	0.6572	0.7193



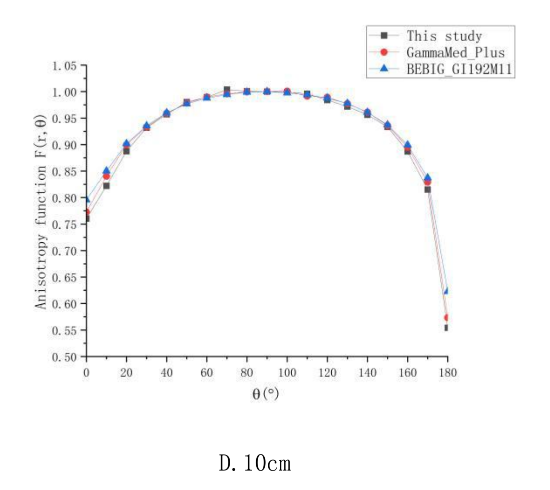
A.1cm



B.2cm



C.5cm



D.10cm

图 4 本研究和文献报道的距源中心不同距离的各向异性函数对比图

Fig.4 Comparison of the anisotropy function at different distances from the source center between this study and the literature reports

3 讨论

本研究利用蒙特卡罗模拟软件，在极坐标系下建立了用于计算 Ir-192 放射源剂量学参数的模型。根据 TG-43U1 研究报告中的剂量计算公式，模拟计算了原子高科股份有限公司 HDRIr-192 源的剂量学参数。首先，模拟计算了单位活度空气比释动能强度，结果显示本研究得出的剂量率常数为 1.105cGy$h^{-1}U^{-1}$,与文献[14]中的 1.113cGy$h^{-1}U^{-1}$ 相比，偏差为 0.72%;与文献[10,15]中的 1.115 cGy$h^{-1}U^{-1}$ 和 1.117 cGy$h^{-1}U^{-1}$ 相比，偏差分别为 0.90%和 1.09%，考虑放射源结构与文献中放射源结构上的偏差，结果偏差范围可接受。其次，本文计算了径向剂量函数，并使用 origin 绘图工具对径向剂量函数关于距离，进行了五阶多项式拟合。与文献[13,16]的结果进行比较，发现径向剂量函数在整体趋势上基本一致，但随着半径的增大，模拟结果的偏差也有所增加，这可能是由于放射源几何结构的不同所致。最后，本文研究了各向异性函数，通过比较发现，本文所得数据与已发表文献的结果在误差范围内保持一致，验证了模拟方法的可靠性和结果的准确性。本研究为国产 Ir-192 放射源提供了一种可靠的剂量率常数计算方法，给国产放射源剂量学进展提供了数据支撑，以提高近距离治疗临床治疗的准确性。

致谢 感谢国家重点研发计划资助项目（批准号：2023YFF0613503）的资助，使这项研究成为可能。

参考文献

1 Hyer D E, Sheybani A, Jacobson G M, et al. The dosimetric impact of heterogeneity corrections in high-dose-rate 192Ir brachytherapy for cervical cancer: Investigation of both conventional Point-A and volume-optimized plans[J]. Brachytherapy, 2012, 11(6): 515-520. DOI:10.1016/j.brachy.2012.01.011

2 Stromberg J S, Martinez A A, Horwitz E M, et al. Conformal high dose rate iridium-192 boost brachytherapy in locally

advanced prostate cancer: superior prostate-specific antigen response compared with external beam treatment[J]. The cancer journal from Scientific American, 1997, 3(6): 346-352. DOI:https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9403047/

3 Nath R, Anderson L L, Luxton G, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43[J]. Medical physics, 1995, 22(2): 209-234. DOI: 10.1118/1.597458

4 Rivard M J, Coursey B M, DeWerd L A, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations[J]. Medical physics, 2004, 31(3): 633-674. DOI: 10.1118/1.1646040

5 吴晓维, 崔相利, 刘子成, 等. 高剂量率铱源剂量学特征的蒙特卡罗模拟研究[J]. 中国医疗设备, 2022, 37(4): 6-9. DOI：10.3969/j.issn.1674-1633.2022.04.002

6 Detwiler R S, McConn R J, Grimes T F, et al. Compendium of material composition data for radiation transport modeling[R]. Pacific Northwest National Lab.(PNNL), Richland, WA (United States), 2021.

7 McConn R J, Gesh C J, Pagh R T, et al. Compendium of material composition data for radiation transport modeling[R]. Pacific Northwest National Lab.(PNNL), Richland, WA (United States), 2011.

8 Briesmeister J F. MCNPTM-A general Monte Carlo N-particle transport code[J]. Version 4C, LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory, 2000, 2.

9 Borg J, Rogers D W O. Monte Carlo calculations of photon spectra in air from 192Ir sources[J]. National Research Council Report PIRS-629r, Ontario, Canada, 1999: 11-2. DOI:https://doi.org/10.4224/5764262

10 Perez‐Calatayud J, Ballester F, Das R K, et al. Dose calculation for photon‐emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: report of the AAPM and ESTRO[J]. Medical physics, 2012, 39(5): 2904-2929. DOI:https://doi.org/10.1118/1.3703892

11 Ballester F, Hernández C, Pérez‐Calatayud J, et al. Monte Carlo calculation of dose rate distributions around wires[J]. Medical physics, 1997, 24(8): 1221-1228. DOI:10.1118/1.598142

12 Taylor R E P, Yegin G, Rogers D W O. Benchmarking brachydose: voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG‐43 dosimetry parameters[J]. Medical physics, 2007, 34(2): 445-457. DOI:10.1118/1.2400843

13 Taylor R E P , Rogers D W O .EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for 192Ir and 169Yb brachytherapy sources.[J].Medical Physics, 2008, 35. DOI:10.1118/1.2987676.

14 吴爱林, 吴爱东, 朱磊, 等. 瓦里安高剂量率铱源剂量学参数的蒙特卡罗模拟研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2018, 38(11): 859-864. DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2018.11.012

15 Taylor R E P, Rogers D W O. An EGSnrc Monte Carlo‐calculated database of TG‐43 parameters[J]. Medical physics, 2008, 35(9): 4228-4241. DOI:10.1118/1.2965360

16 Granero D, Pérez-Calatayud J, Ballester F. Monte Carlo calculation of the TG-43 dosimetric parameters of a new BEBIG Ir-192 HDR source[J]. Radiotherapy and oncology, 2005, 76(1): 79-85. DOI:10.1016/j.radonc.2005.06.016

17 Lliso F, Perez‐Calatayud J, Carmona V, et al. Fitted dosimetric parameters of high dose‐rate sources according to the AAPM TG43 formalism[J]. Medical Physics, 2003, 30(4): 651-654. DOI:10.1118/1.1561621